

STATEMENT OF RELEVANCY

In Japanese Patent Publication No. 2002-172112, for example, pages 3-6 and Figure 1, the X-ray CT scanner that includes a plurality of X-ray tubes and X-ray detectors is disclosed, and the paragraph [0023] is described as follows.

[0023] In addition, in the X-ray CT scanner of this invention, the amount of the scatter X-ray that is incident to the detector segments 6 is more than that of the conventional apparatus. Therefore, it is desirable that, in the X-ray CT scanner shown in FIG. 1 and FIG. 3, the detector 16 for correcting the detected value is adjacently located to the detector segments 6A, detects the X-ray scattered in the patient 4, and corrects the output from the detector segments 6A with the output from the detector 16 in order to remove the influence of the scatter X-ray. That is, it is desirable that not only the signal detected by the detector segments 6A but also the signal detected by the detector 16 is supplied to the data collection unit 7A, the signal detected by the detector segments 6A is corrected based on the signal detected by the detector 16, and the accuracy of detection improves.

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2002-172112

(P2002-172112A)

(43) 公開日 平成14年6月18日 (2002. 6. 18)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 6/03

識別記号

3 2 1

F I

A 6 1 B 6/03

データベース(参考)

3 2 1 P 4 C 0 9 3

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2000-371778(P2000-371778)

(22) 出願日 平成12年12月6日(2000. 12. 6)

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

東京都港区芝浦一丁目1番1号

(72) 発明者 阿武 秀郎

栃木県大田原市下石上字東山1385番の1

株式会社東芝那須電子管工場内

(72) 発明者 杉浦 弘行

栃木県大田原市下石上字東山1385番の1

株式会社東芝那須電子管工場内

(74) 代理人 100058479

弁理士 鈴江 武彦 (外6名)

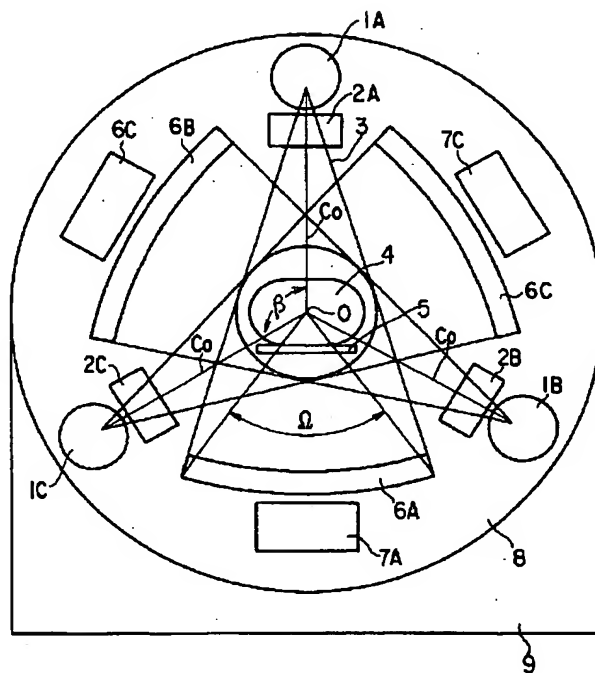
Fターム(参考) 4C093 AA22 BA03 CA13 CA27 EA06
EB18

(54) 【発明の名称】 高速撮影用X線CTスキャナ

(57) 【要約】

【課題】 架台架台回転スピードを上げることなく、短いスキャン時間で断層画像を撮影することができるX線CTスキャナを提供することにある。

【解決手段】 X線CTスキャナでは、X線を被検体に照射する3個のX線装置1A、1B、1Cが回転軸を中心とする円周上であって回転軸に直交する面内に配置されている。しかも、回転軸を通り互いに120°の角度を成す基準線上に3個のX線装置1A、1B、1Cのそれぞれが位置され、このX線装置1A、1B、1Cに対向して3つの検出器列6A、6B、6Cが同様に円周上に配置され、両者は、回転機構により同時に回転される。X線装置1A、1B、1Cから照射され、被検体を透過したX線が検出器列6A、6B、6Cにより検出され検出器列からの検出信号によって1断層画像が再構築される。



1

【特許請求の範囲】

【請求項1】 X線を寝台上の被検体に照射する2個以上3個以内の複数のX線ビーム発生源と、この複数のX線ビーム発生源から照射されたX線を検出する検出器列と、前記X線ビーム発生源を前記被検体の回りに回転させる回転手段と、を具備するX線CTスキャナにおいて、前記複数のX線ビーム発生源は、回転軸に垂直な平面内に配置され、かつ、前記複数のX線ビーム発生源から同時に照射され、被検体を透過したX線を前記検出器列により検出してこの検出器列からの検出信号をデータとして1断層画像のデータを再構築して出力することを特徴とするX線CTスキャナ。

【請求項2】 前記複数のX線ビーム発生源のそれぞれは、X線管装置であることを特徴とする請求項1のX線CTスキャナ。

【請求項3】 前記複数のX線ビーム発生源のそれぞれは、液体金属を潤滑材とする滑り軸受けによって陽極ターゲットを回転する回転陽極型X線管装置であることを特徴とする請求項2のX線CTスキャナ。

【請求項4】 前記検出器列は、複数のX線ビーム発生源のそれぞれに対応して複数個配置され、対応するX線ビーム発生源とともに同期して前記回転手段により回転されることを特徴とする請求項2または請求項3のX線CTスキャナ。

【請求項5】 前記検出器列は、内面を検出面とする検出器を円弧状に配列して構成されていることを特徴とする請求項1乃至請求項3のX線CTスキャナ。

【請求項6】 前記複数のX線ビーム発生源を回転させるとともに被検体が載置された寝台を回転軸に沿って移動させて、X線ビームで被検体をヘリカルにスキャンすることを特徴とする請求項1乃至請求項5のX線CTスキャナ。

【請求項7】 前記X線ビーム発生源の回転軸回りの間隔を設定する設定手段を有することを特徴とする請求項6のX線CTスキャナ。

【請求項8】 前記検出器列は、検出セグメントを2次的に配列した2次元検出器であることを特徴とする請求項1乃至請求項7のX線CTスキャナ。

【請求項9】 前記検出器列は、検出セグメントが回転軸を中心に円周状に回転軸に直交する第1の面内に配置されたリング状検出器列であり、前記X線ビーム発生源は、第1の面に略平行な第2の面内に配置され、X線ビーム発生源からのX線は、前記検出器列に第1の面に対して僅かな角度をなして入射されることを特徴とする請求項1のX線CTスキャナ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、X線CTスキャナ

2

に係り、特に、複数のX線源を有するX線CTスキャナに関する。

【0002】

【従来の技術】 X線CTスキャナは、被検体にX線を照射して被検体を透過されたX線を検出してその信号を処理することによって、その関心領域（ROI）の断層像を再構築する装置として知られている。

【0003】 この様なX線CTスキャナの一例が6図に示されている。この図6に示される従来のX線CTスキャナは、X線を発生するX線源としての単一のX線管装置1を備えている。このX線CTスキャナでは、X線管装置1から発生されるX線は、強度分布を制限するためのスリット2を介して天板5に載置された被検体4に照射される。スリット2を通過したX線は、符号3で示すようなX線パスに沿って進む結果、図6に示すようにほぼ扇状のX線が断層像として表示されるべき被検体4の関心領域（ROI）を通過することとなる。この関心領域を通過したX線は、多数の検出器が円弧に沿って配列された検出器列6に入射され、この検出器列6で検出信号に変換される。この検出信号は、データ収集装置7に供給されて増幅されてA/D変換される。このデータ収集装置7からのデジタル検出信号がコンピュータ（図示せず）にデータとして与えられる。コンピュータは、受け取ったデータとしての検出信号から被検体の関心領域各部のX線吸収率を演算し、この演算した値から被検体の関心領域の断層像を画像データとして求め、図示しない表示装置に被検体関心領域の断層像が表示される。

【0004】 被検体4の断層像を得るためには、その被検体4の周りにX線管装置1、スリット2及び検出器列6が回転される必要があり、この為にX線管装置1、スリット2、検出器列6、データ収集装置7は一体に回転架台8に固定され、この回転架台8は、回転可能に固定架台9に支持されている。

【0005】 X線管装置1、スリット2及び検出器列6がその相対的位置を変えずに回転中心Oの周りに回転されることによって被検体関心領域の周囲からX線が照射され、その各部のX線吸収率からその各部の像が断層像として得られることとなる。即ち、このようなX線CTスキャナでは、X線管装置1と検出器列6とが相対向されて被検者4の周りを回転されて被検者4の検査断面内のあらゆる点の全ての角度をカバーする投影データが得られ、これらのデータから予めプログラムされたデータ再構成プログラムにより断層画像が得られる。ここで、検出器列6は、X線管装置1と対向させて回転される例について述べたが、検出器列6は、全周上に配列されていれば、この検出器列は、固定されていても良い。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】 上述したようなX線CTスキャナでは、スキャン中に被検者が動いてしまうと、断層画像にモーションアーチファクトが発生する問

3

題がある。従って、スキャン中には被検者は、動かないことはもとより、息を止めることをも要求されている。

【0007】このように被検者が強いられる息止め等の苦痛を軽減するため、或いは、息止めによっては止められない臓器の不随運動によるモーションアーチファクトを減少させる為に、従来から検査スピードを向上させるための多大な努力がなされている。

【0008】検査スピードを向上させるための改良の1つは、架台の回転スピードを増大させることである。しかし、このようなX線CTスキャナでは、X線管装置1、スリット2、検出器列6、データ収集装置7及び回転架台8等の大きな重量の部分が回転されなければならず、その回転速度を増加させることには機構的にも限界があるとされている。ここで、これら回転部分の1回転の時間をT秒とすると、回転中の遠心加速度は、約 $(3/T^2)G$ となり、X線管装置1或いは他の回転部分に大きな遠心力が加えられる問題がある。

【0009】また、架台の回転スピードを上げる場合には、断層像の画像ノイズの増加を防ぐために、架台の1回転の間にX線管装置1より被検体に放射されるX線量は、架台の回転スピードを上げない場合とほぼ同一にする必要がある。そのため、1回転の時間Tを小さくすればする程、X線管装置1は、より大きいX線の短時間出力パワー性能を要求される。従って、X線管装置1は、X線発生用のターゲットの直径を大きくして耐熱負荷性能を上げる必要が生じ、その結果、X線管装置1は、大重量となり、益々架台の回転による遠心力の増大を来すことになる問題がある。

【0010】現在、最高級機では、1回転の時間 $T=0.5$ 秒の性能が達成されている。この場合の遠心加速度は、約 $12G$ となるが、ほぼ限界に近い性能であると考えられている。従って、1枚の断層画像当たりのスキャン時間は、フルスキャンモードで 0.5 秒、ハーフスキャンモードで約 0.3 秒程度が最短の性能であるとされている。

【0011】検査スピードをアップさせるための改良のもう1つは、前記回転架台8を連続的に回転させるとともに、被検者4を載せた天板5を回転軸方向に連続的に移動させることで、被検者4の断層画像データを螺旋状(ヘリカル)に収集することにより、被検者4の体軸方向に沿った複数の断層画像を得るヘリカルスキャンを行うことである。このヘリカルスキャンの発明に関連して、特開昭63-62215に開示されているような検出器列を複数列とする改良や、特開平9-262230に開示されているような、複数のX線管装置により、複数のヘリカルスキャン画像を並列的に撮る改良が提案されている。

【0012】しかし、1枚の断層画像当たりに費やされるスキャン時間は、依然として、架台の回転スピードにより制限されることとなる。現在、実現されているX線

4

CTスキャナでは、架台回転周期Tは、 0.5 秒が最短であるため、ヘリカルスキャンによる断層画像1枚当たりのスキャン時間は、 360° 補間法を採用した場合で 0.5 秒、 180° 補間法を採用した場合で 0.25 秒が最短である。ヘリカルスキャンの場合にも、被検者4の体軸方向に沿った複数の断層画像の数を増す、換言すれば、被検者4の体軸方向に沿った方向の分解能を増して、より検査精度を高めるためには架台回転スピードをより大きくする必要があるが、上記したように限界がある問題がある。

【0013】以上に述べたように、従来のX線CTスキャナによって検査スピードをアップさせ、より検査精度を高めるためには、架台回転スピードをより大きくする必要があるが、様々な制約により、限界が生じている。

【0014】本発明は、上述したような事情に鑑みなされたものであって、その目的は、架台架台回転スピードを上げることなく、従来に比較してより短いスキャン時間で個々の断層画像を撮影することができる高速撮影用X線CTスキャナを提供することにある。

【0015】

【課題を解決するための手段】この発明によれば、X線を寝台上的被検体に照射する2個以上3個以内の複数のX線ビーム発生源と、この複数のX線ビーム発生源から照射されたX線を検出する検出器列と、前記X線ビーム発生源を前記被検体の回りに回転させる回転手段と、を具備するX線CTスキャナにおいて、前記複数のX線ビーム発生源は、回転軸に垂直な平面内に配置され、かつ、前記複数のX線ビーム発生源から同時に照射され、被検体を透過したX線を前記検出器列により検出してこの検出器列からの検出信号をデータとして1断層画像のデータを再構築して出力することを特徴とするX線CTスキャナが提供される。

【0016】

【発明の実施の形態】以下図面を参照してこの発明の実施の形態に係るX線CTスキャナを説明する。

【0017】図1及び図2は、この発明の一実施の形態に係るX線CTスキャナを示している。また、図3から図5は、それぞれこの発明の他の実施の形態に係るX線CTスキャナを示している。

【0018】この発明の一実施の形態に係るX線CTスキャナは、X線を発生するX線源としてのN個のX線管装置1Aから1Nを備えている。このX線管装置1Aから1Nは、それぞれ液体金属を潤滑材とする滑り軸受けによって回転可能に陽極ターゲットを支持する回転陽極X線管を備えている。後に説明されるようにこのNは、5以内であり、好ましくは、2又は、3に定められている。この図1及び図2に示されるX線CTスキャナでは、3個($N=3$)のX線管装置1A、1B、1Cを備える実施の形態が示されている。この3個のX線管装置1A、1B、1CのX線射出側には、それぞれこのX線

5

管装置1 A、1 B、1 Cに対応して3個($N=3$)のスリット2 A、2 B及び2 Cが設けられ、また、これらX線管装置1 A、1 B、1 Cに対向して検出器列6 A、6 B及び6 Cが設けられ、この検出器列6 A、6 B及び6 Cには、各検出器列6 A、6 B及び6 Cの為にデータ収集装置7 A、7 B、7 Cが設けられている。これらX線管装置1 A、1 B、1 C、スリット2 A、2 B、2 C、検出器列6 A、6 B及び6 C、データ収集装置7 A、7 B、7 Cは、一体に回転架台8に固定され、この回転架台8は、回転中心Oを有し、回転可能に固定架台9に支持され、図示しない回転機構によって回転される。従って、このX線管装置1 A、1 B、1 Cと検出器列6 A、6 B及び6 Cとは、実質的に同期して回転されることとなる。この回転中心Oが被検体4を通るように被検体4を支持する為の天板5が設けられている。

【0019】図1及び図2に示されるX線CTスキャナでは、回転中心Oに直交する面内をX線管装置1 A、1 B、1 Cから発生され、スリット2 A、2 B、2 Cを通過した扇状(ファン状)のX線が通過するようにX線管装置1 A、1 B、1 Cが回転架台8に固定されている。この回転中心Oに直交する面で切断される被検体4が関心領域であり、この関心領域の切断面が検出されたX線から断層像として再構成される。

【0020】X線管装置1 A、1 B、1 Cが回転中心Oの回りに回転対称になるように回転中心Oに直交する面内に配置される場合であって、 N が奇数である場合には、扇状X線の中心線C Oが互いに等しい角度 β をなすようにX線管装置1 A、1 B、1 Cが配置される。X線管装置1 A、1 B、1 Cが回転中心の回りに角度 β で配置されるように調整するための調整機構(図示せず)が設けられことが好ましい。図1に示されるX線CTスキャナでは、 N が3であるから、角度 β は、 120° となる。

【0021】図3には、 N が偶数である2である場合である2個のX線管装置1 A、1 B、2個のスリット2 A、2 B及び2個の検出器列6 A、6 Bが設けられたX線CTスキャナが示されている。 N が偶数である場合に回転中心Oに直交する面内にX線管装置1 A、1 B、スリット2 A、2 B及び検出器列6 A、6 Bが配置されることを前提とする場合には、扇状X線の中心線C Oが互いに等しい角度 β をなすようにX線管装置1 A、1 Bを配置することはできない。即ち、回転中心Oに直交する面内にX線管装置1 A、1 B、スリット2 A、2 B及び検出器列6 A、6 Bが配置される場合には、X線管装置1 A、1 B及びスリット2 A、2 Bのそれぞれの組み合わせは、対応する検出器列6 A、6 Bの一つに回転中心を介して対向して配置されることが要求され、この要求の為にX線管装置1 A、1 Bを互いに対向して配置することができない。 N が偶数個である場合で角度 β を互いに等しくすると、必ずX線管装置1 A、1 Bは、互い

6

に対向されることとなる。図3に示す配置では、X線管装置1 A、1 Bを通る中心線C Oは、角度 β が異なり、一例として 120° 或いは 240° の角をなすこととなる。

【0022】図4に示すように回転中心Oに直交する面内にX線管装置1 A、1 B、スリット2 A、2 B及び検出器列6が配置されなくとも良い場合には、X線管装置1 A、1 Bを通る扇状X線の中心線C Oが互いに等しい角度 β をなすようにX線管装置1 A、1 B、1 Cが配置されても良い。図4に示されるX線CTスキャナでは、検出器列6がリング状であって回転中心Oに直交する第1の面内に配置され、X線管装置1 A、1 B及びスリット2 A、2 Bが回転中心Oに直交する第1の面に平行な第2の面内に配置されている。このスキャナでは、X線管装置1 A、1 Bから発生され、スリット2 A、2 Bを通過した扇状X線は、回転中心Oに直交する面に対してある微小角を有して被検体4に入射され、リング状検出器列6に入射される。

【0023】尚、この発明のX線CTスキャナでは、従来装置に比べて検出器列6に入射する散乱X線量が大きくなることから、図1及び図3に示すX線CTスキャナでは、図5に示すように検出器列6 Aに隣接して検出値補正用の検出器16が設けられ、被検体4内で散乱されたX線10を検出し、この検出器16からの出力で検出器列6 Aからの出力を補正して散乱X線の影響を除去することが好ましい。即ち、検出器列6 Aからの検出信号のみでなく、検出器16からの検出信号がデータ収集装置7 Aに供給され、検出器16からの検出信号を基に検出器列6 Aからの検出信号が補正され、検出精度を向上させることが好ましい。

【0024】また、X線管装置の故障発生確率を低減するためには、上述したように回転機構の信頼性が高く、液体金属潤滑滑り軸受けを使用するX線管装置を採用することが有利である。

【0025】このようなX線CTスキャナでは、X線管装置1 A、1 B、1 Cのそれぞれから発生されるX線は、図1から図3に示されるように強度分布を制限するための対応するスリット2 A、2 B、2 Cを介して天板5に載置された被検体4に照射される。スリット2 A、2 B、2 Cを通過したX線は、符号3で示すようなX線パスに沿って進む結果、図1に示すようにそれぞれほぼ扇状のX線が断層像として表示されるべき被検体4の関心領域(ROI)を通過することとなる。この関心領域を通過したX線は、多数の検出器が円弧に沿って配列された検出器列6 A、6 B、6 Cに入射され、この検出器列6 A、6 B、6 Cで検出信号に変換される。この検出信号は、データ収集装置7 A、7 B、7 Cに供給されて増幅されてA/D変換される。このデータ収集装置7 A、7 B、7 Cからのデジタル検出信号がコンピュータ(図示せず)にデータとして与えられる。コンピュー

7

タは、受け取ったデータとしての検出信号から被検体の関心領域各部のX線吸収率を演算し、この演算した値から被検体の関心領域の断層像を画像データとして求め、図示しない表示装置に被検体関心領域の断層像が表示される。

【0026】X線管装置1A、1B、1C、スリット2A、2B、2C及び検出器列6A、6B、6Cがその相対的位置を変えずに回転中心Oの周りに回転されることによって被検体関心領域の周囲からX線が照射され、その各部のX線吸収率からその各部の像が断層像として得られることとなる。即ち、このようなX線CTスキャナでは、X線管装置1A、1B、1Cと検出器列6A、6B、6Cとが相対向されて被検者4の周りを回転されて被検者4の検査断面内のあらゆる点の全ての角度をカバーする投影データが得られ、これらのデータから予めプログラムされたデータ再構成プログラムにより断層画像が得られる。ここで、検出器列6A、6B、6Cは、X線管装置1と対向させて回転される例について述べたが、検出器列6は、全周上に配列されていれば、この検出器列は、固定されていても良い。

【0027】図1及び図2に示されるX線CTスキャナでは、3個のX線管1A、1B、1C、この3個のX線管1A、1B、1Cに対応して3つのスリット2A、2B及び2Cが設けられ、また、これらX線管装置1A、1B、1Cに対向して3つの検出器列6A、6B及び6Cが設けられていることから、架台8を1回転当たり3/4秒のスピードで被写体4の廻りを僅かに(360°/3)回転させることにより、従来装置では、0.25秒で1回転して得られる360°補間法による1断層像と同等の断層像データを採取することができる。実際には、既に説明したようにこのように架台8を高速回転させることは、従来のX線CTスキャナでは実質上不可能であるとされている。

【0028】また、架台を1回転当たり3/4秒のスピードで被写体の廻りを僅かに((360°/6)+α°)回転させることにより、従来装置で0.25秒/回転の速度で(0.5+α)回転して得られる180°補間法による1断層像と同等の断層像を得ることができる。この場合、約0.125秒で1断層像が得られることになる。同様に従来のX線CTスキャナでは、実際には、このような架台8の回転は、不可能であるとされている。

【0029】また、1個当たりのX線管が放射するX線量を従来値の1/3に減少させても、従来の場合と同等の明瞭度の画像を得ることができる。

【0030】図1及び図2に示されるX線CTスキャナでは、3つのX線管装置1A、1B、1Cに対応して3つのスリット2A、2B及び2Cが設けられ、また、これらX線管装置1A、1B、1Cに対向して3つの検出器列6A、6B及び6Cが設けられる場合について、ま

8

た、図3に示されるX線CTスキャナでは、2つのX線管装置1A、1Bに対応して2つのスリット2A、2Bが設けられ、また、これらX線管装置1A、1Bに対向して2つの検出器列6A、6Bが設けられる場合について、説明したが、N個のX線管装置及びこれに対応してN個のスリット及びN個の検出器列が設けられる場合について次に説明し、Nの最適値について説明する。以下の説明では、図1に示すように回転中心Oから検出器を見込む角度Ωが90°(Ω=90°)の場合の計算例を説明する。

【0031】効果の見積もり計算(Nの最適値を求める)

簡単のため検出器列は図4に示すように全周上に配列した場合を仮定する。この場合には、X線管の数が偶数である場合でも、X線管を対称的位置に配置することができる。

【0032】以下に効果見積もりを行った。

【0033】N：X線管の数。

【0034】Ω：個々の検出器の幅。回転中心から検出器を見込む角度(°)で表す。この角度はより大きい程必要なX線量をより短時間に照射することができる。従来装置(N=1)の場合、この角度は装置毎に異なるが、およそ90°である。

【0035】N≤3の場合Ω=90

N≥3の場合Ω=(360/N)-30

I：放射X線量Iは管電流値(mA)で表す(従来500とし本発明の場合、500・k/Nとおく)。

【0036】x：架台が静止しているとして全検出器に1秒当たりに入射するX線量に比例する量

$x = I \cdot \Omega \cdot N$

$= (500k/N) \cdot ((360/N) - 30) \cdot N$

$= (180000k/N) - 15000k$

但しN≤5の場合は、 $x = I \cdot \Omega \cdot N = 30000k$

従来値は、 $x_0 = 500 \times 90 = 45000$

θ'：架台回転スピード(従来なら360/0.5)

Δθ：1画像データ採取に最低必要な架台回転角度360/N(従来360°補間法相当の画像)。

【0037】X：1画像データに最低必要な(従来ならば1回転)全検出器に入射するX線量に比例する量

$X = x \cdot \Delta \theta / \theta' = (6480000k/N$

$2\theta') - (5400000k/N\theta')$

但しN≤3の場合は $X = x \cdot \Delta \theta / \theta' = 5400000k/\theta'$

従来値は、 $X_0 = 45000 \times 360 / (360/0.5) = 22500$

(1) $X = X_0$ とおくことにより、まず各Nの場合のf(N)=θ'/kが求まる。結果は下記の通りである。

【0038】

【表1】

	N=1	N=2	N=3	N=4	N=5	N=6
f (N)	720	240	240	120	67.2	40

【0039】すなわち、 k は $f(N) = \theta' / k$ に従って、 θ' が大きい程大きくしなければならない。

【0040】ここで、 $\theta' = 360 / T$ と置き換え、 $I = 500 \cdot k / N$ を考慮すると

$$I = 180000 / TN f(N) \quad \text{----- ①}$$

(2) 管電流と架台回転速度の見積もり

1断層像データ採取に必要な時間 $t = \Delta \theta / \theta' = 3 \cdot 10^3 / 60 / N \theta' \leq 0.5$ として、

* $720 / N \leq \theta'$ となる。

【0041】この式を更に変形すると、

$$T \leq N / 2 \quad \text{----- ②}$$

(3) 各Nでの見積もり結果のまとめ

上記の①、②式より下記の結果が得られる。

【0042】

【表2】

N	必要条件	1画像データを0.5秒で撮る場合		1画像データを0.25秒で撮る場合	
		T	I	T	I
1 (従方式)	—	0.5	500	0.25 (困難)	1000 (困難)
2	$T \leq 1.0$	1.0	375	0.5	750 (困難)
3	$T \leq 1.5$	1.5	167	0.75	333
4	$T \leq 2.0$	2.0	188	1.0	375
5	$T \leq 2.5$	2.5	214	1.25	429
6	$T \leq 3.0$	3.0	250	1.5	500

【0043】Nを2以上とする全ての場合で従来よりも架台回転速度を低下させることが可能であり、1画像データを0.25秒で撮るために必要な架台回転速度は、現在の装置で実現されている架台回転技術で十分対応できることが分かる。

【0044】一方、管電流Iを最低にするためにはN=3を選ぶ必要があることが分かる。

【0045】N=2の場合、従来の0.5秒スキャン相当の画像をより少ない管電流で撮影することができるが、従来装置では実現できていない0.25秒スキャン相当の画像は、管電流を従来よりも高くする必要があるため現状の技術レベルではやはり実現困難である。N=3とすることで、従来装置では実現できていない0.25秒スキャン相当の画像を、管電流を従来よりも低くして撮影することが可能となる。Nを3以上に増した場合にも0.25秒スキャン相当の画像を撮影することが可能となるが、必要とされる管電流はN=3の場合よりも増えてしまい、メリットがないことが分かる。

【0046】尚、図1及び図2に示されたX線CTスキャナでは、3個のX線管が用いられるが、その内の1つが故障しても、代替え管が持ち込まれるまで残りの2個を使えばそこそこのメリットを保ったまま、検査を中断することなく続けることが可能である。更に2個が故障しても残りの1個で従来通りの検査が可能であり、使用可能なX線管数に基づいた動作モードを予めX線CTスキャナに設定可能とすることにより種々の事態に対処することができる。また、このように使用可能なX線管数に基づいた種々の動作モードでX線CTスキャナを動作可能とすることで、3個のX線管が同時に故障する確率

が非常に低いこととに伴い安定してX線CTスキャナの稼働率を上げることができる。また、上述した実施例において、個々のX線管及び対応する検出器がその回転半径方向の位置を可変に設定できるようにする為に、両者の回転半径方向の位置を調整する機構を設けることが好ましく。検査領域を大きくすることと解像度を高くすることのトレードオフが可能となる。複数個のX線管の出力を同一にすると、検出器の出力データを合成する前のデータ補正をすることが不要になる。そのためには各X線管の管電圧、管電流ともに同一にする必要がある。各X線管の管電圧を同一にするためには、同一の高電圧電源を使用して各X線管に平行に電圧印加する方式が望ましい。また、各X線管の管電流を同一にするためには、同一のフィラメント加熱電源を使用して、各X線管をシリーズに結線して電流供給する方式が望ましい。

【0047】更に、上述した実施例では、シングルスキャンについて説明したが、当然ながら、ヘリカルスキャンに適用しても同様の効果を得ることができる。即ち、X線管装置1A、1B、1C及び検出器列6A、6B、6Cが回転されている間、天板5が図示しない移動機構によって回転中心軸Oに沿って一定速度で移動されることによって、X線ビームによって被検体がヘリカルにスキャンされ、次々に断層像のデータが獲得されることとなる。

【0048】

【発明の効果】この発明によれば、従来よりも短時間で撮影でき、瞬時性が高く、運動ぼけも少ない画像を得ることができるX線CTスキャナが提供される。このX線CTスキャナは、特に心臓検査における診断能向上への

11

寄与が大きい。また、架台の回転速度を従来よりも遅くすることができるため、架台の機械的負荷が低減され、装置をコンパクトにすることができる。

【0049】更に、この発明のX線CTスキャナによれば、X線管への機械的負荷（遠心力）と熱負荷（管電流）が減少される。従って、軸受けとして液体金属を潤滑材とする滑り軸受けを使ったX線管を採用する場合、軸受けの直径をより細くすることが許容されるため、より高速で回転させることが可能となる。更にまた、この発明のX線CTスキャナによれば、X線管の陽極回転数を高くでき、かつ、管電流を減少させることができる結果、焦点をより小さくして、より高解像度の断層像を得ることも可能となる。

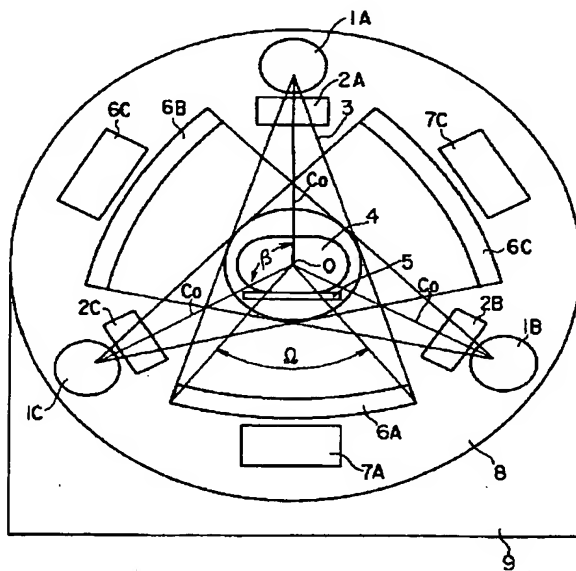
【0050】1断層像当たりの撮影時間を従来並みに抑制した場合にも、1個当たりのX線管が放射するX線量を従来値の1/3に減少することができるので、同様に焦点をより小さくして、より高解像度の断層像を得ることが可能となる。

【0051】また、X線管の熱負荷が軽減されるため、陽極ターゲットの冷却待ち時間を短縮することができる。その結果、検査間の待ち時間が短縮されて、スループット（患者処理数）が改善される。

【図面の簡単な説明】

【図1】この発明の実施例1に係る高速撮影用X線CT*

【図1】



12

*スキャナを概略的に示す正面図である。

【図2】図1に示した高速撮影用X線CTスキャナの断面を概略的に示す断面図である。

【図3】この発明の実施例2に係る高速撮影用X線CTスキャナを概略的に示す正面図である。

【図4】この発明の実施例3に係る高速撮影用X線CTスキャナの断面を概略的に示す断面図である。

【図5】この発明の変形実施例に係る高速撮影用X線CTスキャナの断面を概略的に示す断面図である。

【図6】従来高速撮影用X線CTスキャナを概略的に示す正面図である。

【符号の説明】

1 A、1 B、1 C... X線管装置

2 A、2 B、2 C... スリット

3... 照射X線のパス

4... 被検者

5... 天板

6 A、6 B、6 C... 検出器列

1 6... 散乱線検出器列

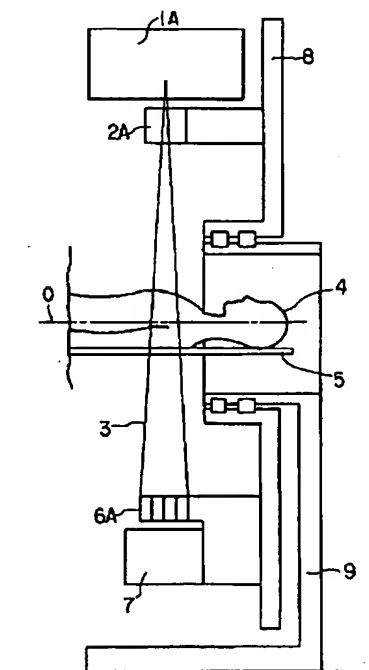
7... データ収集装置

8... 回転架台

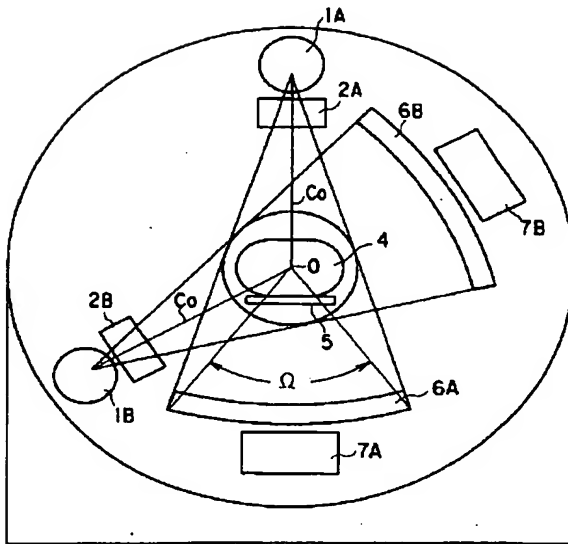
9... 固定架台

1 0... 散乱X線のパス

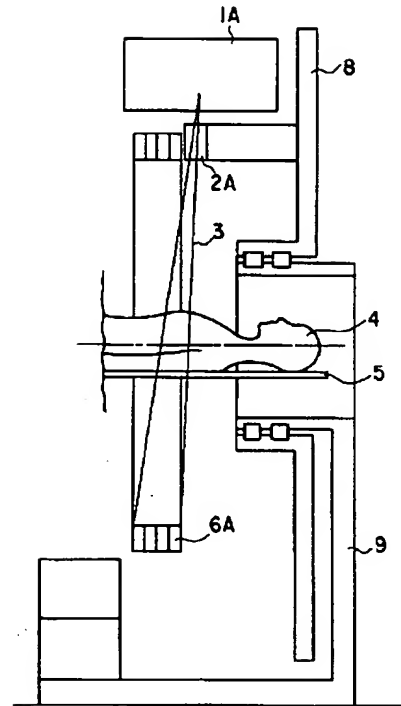
【図2】



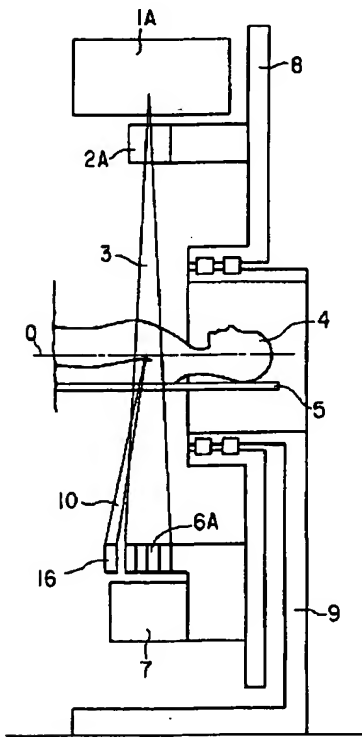
【図3】



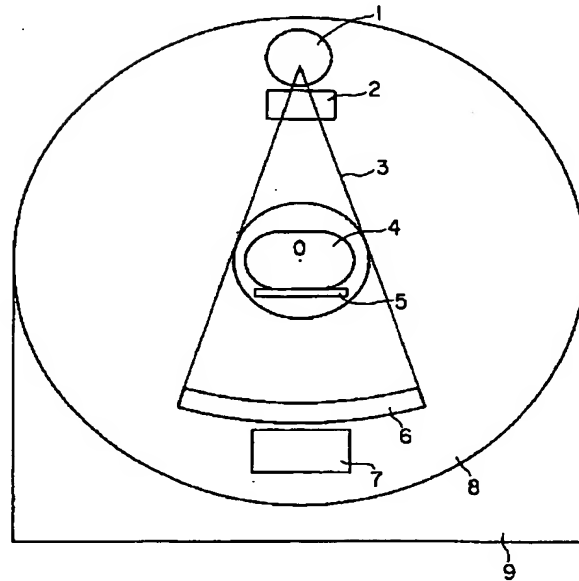
【図4】



【図5】



【図6】



【手続補正書】

【提出日】平成13年2月19日（2001. 2. 19）

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】特許請求の範囲

【補正方法】変更

【補正内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】 X線を寝台上的被検体に照射する2個以上3個以内の複数のX線ビーム発生源と、この複数のX線ビーム発生源から照射されたX線を検出する検出器列と、前記X線ビーム発生源を前記被検体の回りに回転させる回転手段と、を具備するX線CTスキャナにおいて、前記複数のX線ビーム発生源は、回転軸に垂直な平面内に配置され、かつ、前記複数のX線ビーム発生源から同時に照射され、被検体を透過したX線を前記検出器列により検出してこの検出器列からの検出信号をデータとして1断層画像のデータを再構築して出力することを特徴とするX線CTスキャナ。

【請求項2】 前記複数のX線ビーム発生源のそれぞれは、X線管装置であることを特徴とする請求項1のX線CTスキャナ。

【請求項3】 前記複数のX線ビーム発生源のそれぞれは、液体金属を潤滑材とする滑り軸受けによって陽極ターゲットを回転する回転陽極型X線管装置であることを特徴とする請求項2のX線CTスキャナ。

【請求項4】 前記検出器列は、複数のX線ビーム発生源のそれぞれに対応して複数の配置され、対応するX線ビーム発生源とともに同期して前記回転手段により回転されることを特徴とする請求項2または請求項3のX線CTスキャナ。

【請求項5】 前記検出器列は、内面を検出面とする検出器を円弧状に配列して構成されていることを特徴とする請求項1乃至請求項3のいずれかに記載のX線CTスキャナ。

【請求項6】 前記複数のX線ビーム発生源を回転させるとともに被検体が載置された寝台を回転軸に沿って移動させて、X線ビームで被検体をペリカルにスキャンすることを特徴とする請求項1乃至請求項5のいずれかに記載のX線CTスキャナ。

【請求項7】 前記X線ビーム発生源の回転軸回りの間隔を設定する設定手段を有することを特徴とする請求項6のX線CTスキャナ。

【請求項8】 前記検出器列は、検出セグメントを2次元的に配列した2次元検出器であることを特徴とする請求項1乃至請求項7のいずれかに記載のX線CTスキャナ。

【請求項9】 前記検出器列は、検出セグメントが回転軸を中心に円周状に回転軸に直交する第1の面内に配置されたリング状検出器列であり、前記X線ビーム発生源は、第1の面に略平行な第2の面内に配置され、X線ビーム発生源からのX線は、前記検出器列に第1の面に対して僅かな角度をなして入射されることを特徴とする請求項1のX線CTスキャナ。